

コンピュータ制御によるI.I.輝度測定システムの制作(II)

著者	大石 幹雄, 細貝 良行, 片倉 剛, 渡辺 暁
雑誌名	東北大学医療技術短期大学部紀要 = Bulletin of College of Medical Sciences, Tohoku University
巻	5
号	1
ページ	63-70
発行年	1996-01-16
URL	http://hdl.handle.net/10097/33612

コンピュータ制御による I.I. 輝度測定システムの製作 (II)

大石 幹雄, 細貝 良行*, 片倉 剛, 渡辺 暁**

東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

*宮城県対ガン協会

**東北大学医学部附属病院

Make of Computer-controlled Measuring System of X-ray I.I. Brightness

Mikio OISHI, Yoshiyuki HOSOGAI*, Tuyoshi KATAKURA and Satoru WATANABE**

Department of Radiological Technology, College of Medical Sciences, Tohoku University

**Miyagi Cancer Society*

***Department of Radiology, Tohoku University Hospital*

Key words: X-ray Image Intensifier, Conversion factor, Relative brightness,
Digital value, Computer-controlled measurement

Among the management works of I.I. (Image Intensifier) is the brightness measurement. The method proposed in this paper aims to manage existing I.I.s by means of relative measurement.

The system consists of a sensor, an A/D converter, a microcomputer board, and a desk-top personal computer. The microcomputer board makes it possible to read brightness data smoothly.

In the system, measurement data are shown on a monitor as relative conversion factors, and the factors are closely correlated with those prescribed in JIS.

As the sensor in the system, a CdS sensor was used in addition to a conventional phtomultiplier, and the effectiveness was examined. It has turned out that a CdS sensor has almost equal characteristics to those of a phtomultiplier.

The relative conversion factors of the I.I.s in 6 X-ray TVs were examined by means of the system. The secular changes of the I.I.s were examined on the basis of the date, and it has turned out that the changes depend on the use frequency.

1. 緒 言

X線テレビ(以下, X線TV)システムにおけるイメージインテンシファイア(以下, I.I.)の出力面の発光効率, つまりI.I.の感度はX線TVの使用頻度に相応して低下する。この経時変化はI.I.内に発生する残留ガスが起因すると共に, 光電面からの高速電子の衝突による蛍光体の劣化や出力

面で発生するX線による保護ガラスの着色などが主な原因となる。

感度を表わす変換係数, すなわちGx値は, I.I.への入射X線線量率とその線量率におけるI.I.出力面の輝度との比である。出荷時に200であったGx値が, 数年で50以下となる場合もある。経時変化がもたらす臨床への影響についてはすでに報告¹⁾してある。

変換係数の算出には、I.I. 出力面の輝度（以下、I.I. 輝度）の測定が必要であり、そのためには I.I. 出力に接続されているディストリビュータや TV カメラなどを取り外さなければならず、測定を行う場合の負担となる。

I.I. の管理は、一定条件のもとで定期的にかつ長期間にわたり、出力面の輝度データを収集しなければならず、装置の取り外しなどを行わない簡単な測定法が望まれる。

また、I.I. の管理は輝度の減衰度合いの把握であり、データは必ずしも変換係数表示でなくても良く、相対的輝度値（以下、デジタル値）や変換係数に相対する値（以下、相対的変換係数：R. Gx 値）の表示でも十分である。

デジタル値や R.Gx 値の測定は、I.I. 輝度に相似な物理量の抽出によって可能となる。実際には、I.I. 出力面のタンデムレンズと TV カメラとの空間に光センサを常時固定しておき、その出力を利用している。これにより、通常の TV システムの状態、適宜測定が可能となる。

今回我々は、この測定システムをマイコンボードを用いて構成して、既存 X 線 TV の相対的変換係数を測定し、I.I. の経時変化について種々の考察を行った。従来より、センサには光電子倍增管（以下、ホトマル）を使用してきたが、今回はさらに CdS 光センサーを用い、装置の小型化を試みた。

2. 使用機器、材料

被測定 I.I. の番号と購入年月

No 1	(S60 年代)	:(IP-S9B Philips)
2	H1/7	:(TH9432F-FH TOM-SON)
3	H1/8	:(TH9432F-FH TOM-SON)
4	H2/2	:(THX-1459 TOM-SON)
5	H3/8	:(TH9432F-FH TOM-SON)
6	H4/4	:(TH9432F-FH TOM-SON)

ホトマルの番号と購入年月

No 1	(S 60 年代)	:(931A 浜松ホトニクス)
2	H4:	同じ
CdS		:(MPY-7C59 モリリカ)
マイコンボード		:(AKI 80 秋月電子)
マイクロプロセッサ		(TMPZ84CO15 東芝)
A/D	(ADC7802 B.B)	
ROM	(MBM2765 FUJITSU)	
RAM	(TC55257BPL TOSHIBA)	
コンピュータ	(PC9801 NEC)	
ROM ライタ	(TR4943 ADVANTEST)	
X 線線量計	:(MODEL 9015 RADCAL)	
輝度計	:(BM-3 TOPCON)	

3. 方法および結果

3.1. 相対的変換係数測定システム

図 1 は、本測定システムのブロック図である。システムは光センサ、AD コンバータ (A/D)、マイコンボード²⁾、パーソナルコンピュータで構成している。さらに、マイコンボードは Z80 マイクロプロセッサ、ROM、RAM で構成されていて、それらはデータバスによって接続されている。

TMPZ84CO15³⁾ は、Z80 シリーズのマイクロプロセッサユニット (MPU) を核としてパラレル I/O ポート (PIO)、シリアル I/O ポート (SIO)、カウンタタイマサーキット (CTC)、クロックジェネレータコントローラ (CGC)、ウォッチドタイム (WDT) をワンチップに収めた複合マイクロプロセッサである。

AD7802⁴⁾ は、Z80 シリーズの MPU に適合したサンプルホールドとバッファ内蔵型の 12 ビット A/D である。AD7802 は 12 ビットの A/D である。

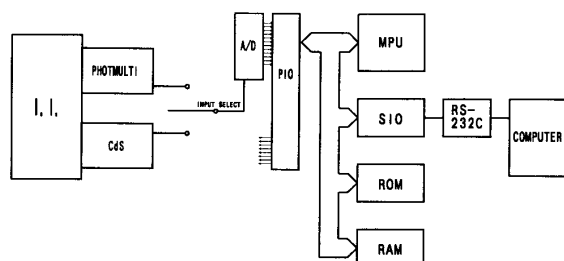


図 1. 相対的 I.I. 輝度測定システム

が、Z80 に対応するためにデータ出力端子は 8 ビットである。

8 ビットの端子からは、ハイバイトイネーブル (HBE) 信号によって、12 ビットの下位 8 ビットと上位 4 ビットのデータが 2 度の操作で呼び出され、Z80 のデータバスに送り出される。2 バイトからなる輝度データは、順次に PIO, MPU を経て RAM に書き込まれる。

データの読み出しは、RAM から PIO, SIO のいずれかを介して行われる。データはコンピュータに取り込まれ、ディジタル値として CRT に出力される。

3.2. 相対的変換係数の測定法

マイコンボードのスイッチを ON すると、透視状態における X 線が曝射し、同時に I.I. 出力面が発光する。X 線曝射の継続時間はおよそ 20 sec に設定した。光センサからの出力は最大 5 (v) のアナログ電圧に変換され、システムボード内の A/D に取り込まれ、12 ビットのディジタル値に変換される。このデータは PIO, MPU を経て 1 データ当たり 2 バイトで RAM に順次書き込まれ、設定時間に達すると書き込み操作と続いて X 線曝射が停止する。

A/D 変換を含めた 1 データ当たりの取り込み速度はおよそ 1 msec で全測定時間は 15 sec に設定した。したがって、データ数は 15,000 個で RAM の容量は 30,000 バイトとなる。ここまでのデータの書き込み動作であり、これらの一連の操作は、ROM にあらかじめ書き込んだプログラム⁵⁾で実行した。

RAM に格納されたデータは転送速度 1,200 bps で、SIO から RS-232C を介してコンピュータへ転送した。I.I. 輝度データはディジタル値として、また相対的変換係数として数値やグラフでプリンタおよび CRT に表示した。

R.Gx 値の算出は、同時に計測した線量率でディジタル値を除算して求める。これらの操作は C 言語プログラム⁶⁾によって行った。

JIS による変換係数測定法⁷⁾により、X 線条件は管電圧 75 kV、付加ろ過板 A1 厚 20 mm、焦点

一入射面間距離 1,000 mm に設定し、入射面の線量率が 0.1~1.0 mR/s [$25 \sim 250 \text{ (C/kg} \cdot \text{s)} \times 10^{-9}$] の範囲になるように X 線管電流を調整した。

図 2 は、マイコンボードを組み込んだ本システムの外観写真である。写真左側の装置はシステムの制御およびデータ入出力部であり、ボックス内の右下にマイコンボード、その上に A/D、そして上部パネル面右に入力端子、左に RS-232C ケーブルが見られる。写真右側の装置はホトマルの高圧電源部である。

3.3 ホトマルおよび CdS センサ

図 3(a), (b) は、センサとしてホトマルおよび CdS を用いた受光部の概略部である。図 3 は、説明の都合上 2 つの図に分けたが、実際には両者は並列に配置されている。したがって、測定に際しては図 1 に示すように、切り替えスイッチによってどちらか一方の出力を取り出して行う。

使用したホトマルは光電面 Sb-Cs、感度波長範囲は 300~680 (nm)、最高感度波長 400 (nm) であり、また CdS は感度波長範囲が可視領域のほとんど全域、最高感度波長 520 (nm) の分光特性を有している。

図 3(a) では、ホトマルの出力電流を電流-電圧変換器で最大 5 v の直流電圧に変換した後に、図 3(b) では CdS に直列に接続した負荷抵抗 R_L の電圧降下を最大 5 v の直流電圧に増幅した後に A/D に入力される。ただし、ホトマルには 500 v

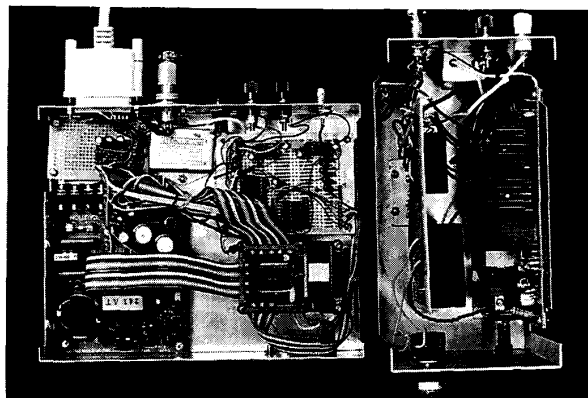


図 2. システムの外観

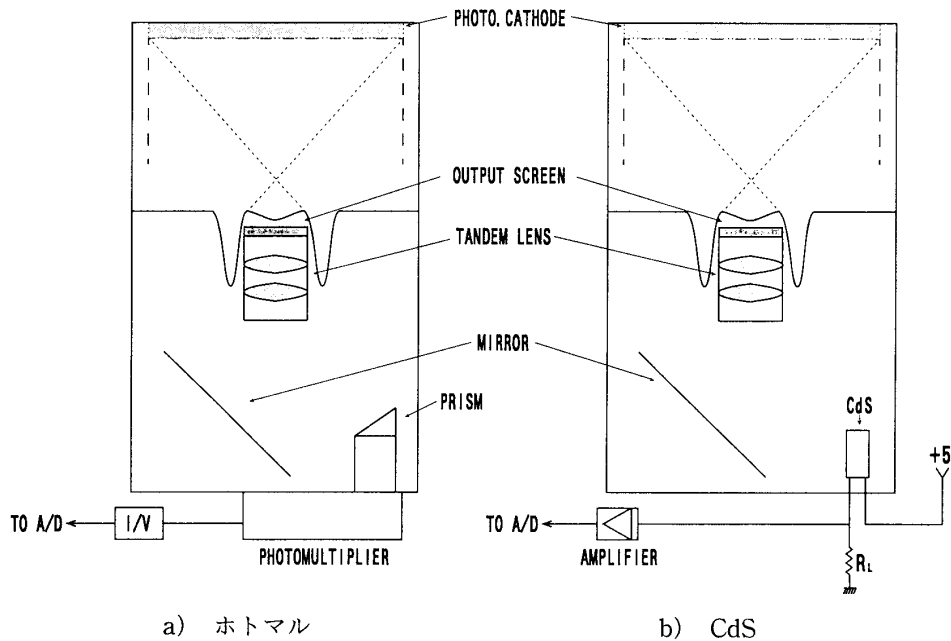


図 3. I.I. 出力面とセンサの接続

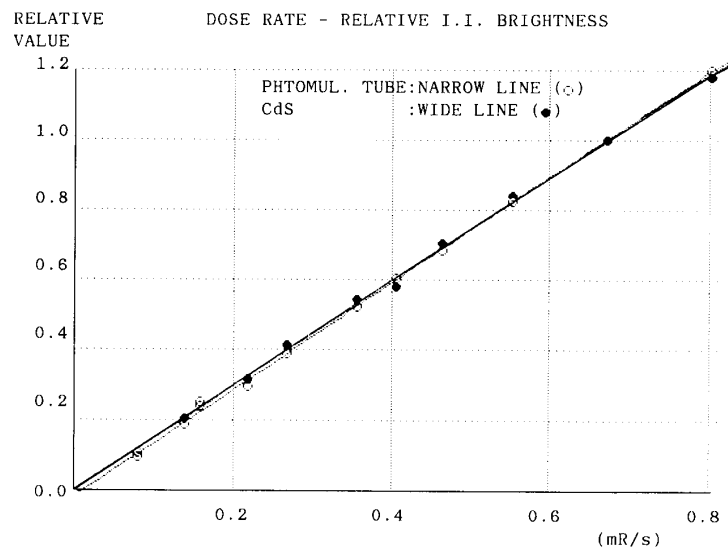


図 4. センサによる相対的 I.I. 輝度の比較

の直流高電圧安定化源があり、CdS では 5 v の直流安定化電源がある。

ホトマルと CdS センサによる I.I. 輝度特性は、線量率 0.1～0.8 mR/s の範囲において測定した。その測定結果は図 4 に示した。

図 4 のグラフの横軸は線量率 mR/s, または $\{r \text{ (mR/s)} \times 2.58\} \text{ (C/kg} \cdot \text{s)} \times 10^{-9}$, 以下省略, 縦軸は線量率 0.68 mR/s で正規化したデジタル

値である。ホトマルの結果は細線と○印で示し、CdS の結果は太線と●印で示した。

ホトマルによる特性は、線量率にほぼ比例するが、それに比べて CdS による特性は線量率が低いところでやや大きい値を示し、また 0.7 mR/s 以上の高い線量率では飽和する傾向がみられた。そのため線量率の基準には 0.68 mR/s を採用した。

グラフにおいて、両者の特性には僅かな差が認

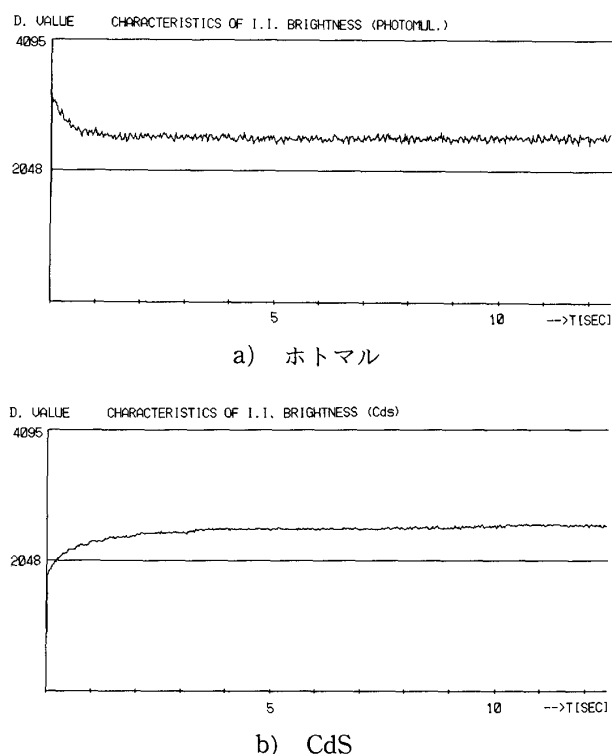


図5. ホトマルとCdSによるデジタル値

められた。しかし、CdSには高電圧を必要としない有利さがあり、誤差の補正法を考えて実用化を図りたい。ただし、線量率が0.2~0.5 mR/sの範囲では、ホトマルによる特性と同一結果を示した。

X線曝射条件は前記のJISに従って、両センサを用いて測定したデジタル値の結果は図5に示す。ただし、線量率は0.47 mR/sとした。図5(a)はホトマルによる出力、図5(b)はCdSによる出力波形である。

グラフの横軸は時間sec、縦軸は12ビットのデジタル値であり、中央のラインはデジタル値2048を示す目印である。全データ数は15,000、この連続した5データ間の平均を1ポイントとし、ポイント数2,000点でグラフを表示した。

図5(a)では、測定時間の最初にX線の投入変動による過渡現象が見られ、高いデジタル値を示している。一方、図5(b)ではCdSの応答速度が遅いため、測定時間の最初は低いデジタル値を示している。しかし、およそ1.5~2 sec以後からは、両デジタル値にほとんど変動は見られず目

的とする結果を示した。

3.4. 各種I.I.の輝度測定

今回は、2. 使用機器、材料に示すように、出荷年度が昭和60年代~平成4年代における6台のI.I.の輝度特性を測定した。それらのI.I.には便宜上、順にNo.1~No.6の番号を付けた。No.1は、現在東北大学医療短大の学生実験に利用しているI.I.で、出荷時からの年数は10年以上である。No.2~No.6は、現在実働している検診車のI.I.であり、出荷年度は平成1~平成4年代である。

これらI.I.の輝度特性は、線量率をおよそ0.1~0.4 mR/sの範囲で可変し、その時のI.I.輝度とデジタル値を測定した。

図6は、線量率と輝度との関係を示すI.I.輝度特性である。この輝度による特性表示は、本稿の目的ではないが、本法測定結果の比較の対象であり、参考資料の意味で提示した。表示には、今回測定したI.I.の中で、より一般的な特性を示したNo.2, No.5, No.6の3台を選んだ。

グラフの横軸は線量率 mR/s、縦軸は輝度値 Cd/mm^2 である。●印はNo.2, ○印はNo.5, ◎印はNo.6の特性を示す。測定に際しては、各装置において任意の管電流をパラメータにとったので、横軸の測定点が不揃いとなっている。同一時間、同一条件でデジタル値も測定したが、これについては次項デジタル値の測定で記述する。

図6において、No.2のI.I.には明らかな劣化が

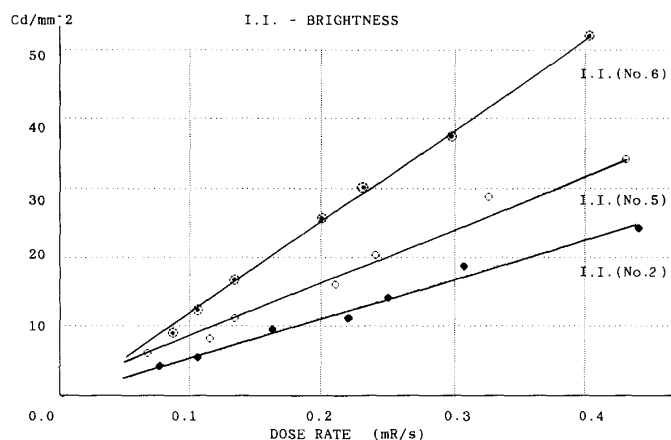


図6. 各種I.I.の線量率と輝度値

表1. CONVERSION FACTOR
DOSE RATE 0.2 (mR/S)

I.I. NUMBER	Gx	R. Gx
2	55	5564
5	85	8587
6	125	12663

認められ、線量率 0.2 mR/s で比較した場合に、輝度は No.5 のおよそ 67%, No.6 のおよそ 45% に減衰していた。

線量率 0.2 mR/s における、この 3 台の I.I. の変換係数と相対的変換係数の結果は表 1 に示した。表 1 において、Gx と R.Gx の単位は、一方は (Cd/m²/mR/s), 他方は (デジタル値/mR/s) であり、当然その表示値は異なった数値となるが、両者の比率はほぼ等しく相関係数 γ は 0.999 を示した。

R.Gx 値を 100 で除して 4 捨 5 入すると Gx 値とほぼ等しい値になる。この操作には物理的な意味はないが、互いに相関があれば必然の結果である。I.I. 管理におけるデータとして、本法 R.Gx 値は有意な値であることを示した。

3.5. 各種 I.I. のデジタル値の測定

No.1~No.6 の I.I. におけるデジタル値の測定は、線量率をおよそ 0.1~0.7 mR/s の範囲で可変して行った。その結果は図 7 に示した。ただし、センサはホトマルとした。

グラフの横軸は線量率 mR/s, 縦軸は 12 ビット

のデジタル値である。出荷時の最も新しい No.6 とその次の No.5 の I.I. は、出荷時に相応した優れた特性を示し、さらに No.6~No.3 の I.I. には出荷年数とその特性には相関が認められた。

しかし、出荷時の最も古い No.1 とその次に古い No.2 は、年数に相関しない予想外の結果を示した。これは測定ミスではなく、I.I. の経時変化は、設置後の単なる時間積算には左右されず、その使用頻度に影響されることを示している。ただし、I.I. の品質による特性の差は考慮していない。

No.1 は学生実験専用の I.I. であり、年間の使用時間は 10 時間程度と非常に少ない。No.2 は、他の検診車が故障した場合に対応する予備車の I.I. であり、これも連日実働している No.3~No.6 に比べると使用時間は極端に少ない。

線量率 0.2 mR/s における、No.1 から No.6 の I.I. の R.Gx 値は、それぞれ 6,140, 5,564, 4,785, 5,110, 8,587, 12,663 であり、この数値を 100 で除して 4 捨 5 入すると 61, 56, 48, 51, 86, 127 となる。

図 8 は、これら I.I. の経時変化の様子をまとめたものである。ここでは実働している I.I. の経時変化を調べるので、No.1 の I.I. は比較の対象から外した。グラフの横軸は使用月数、縦軸は No.6 の使用月数 41 の R.Gx 値で正規化した、相対的 R.Gx 値である。

ここでは No.2 を除く、No.3~No.6 の I.I. の使用頻度と製品の品質は、ほとんど等しいと仮定した。

これら 4 台の相対的 R.Gx 値は、出荷時の新し

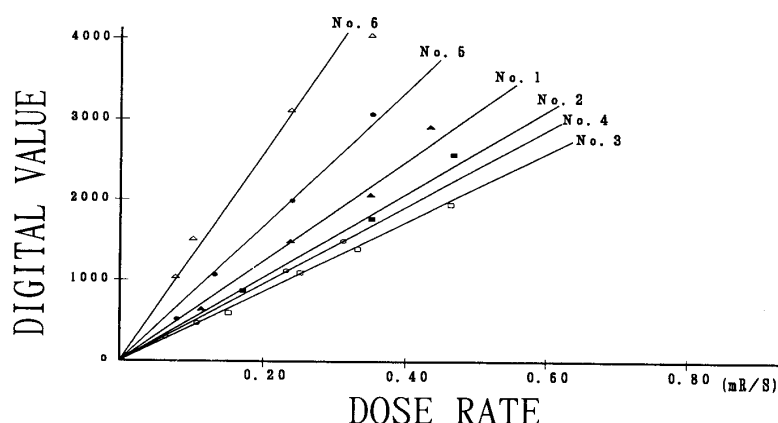


図7. 各種 I.I. の線量率とデジタル値

I.I. 輝度測定システム

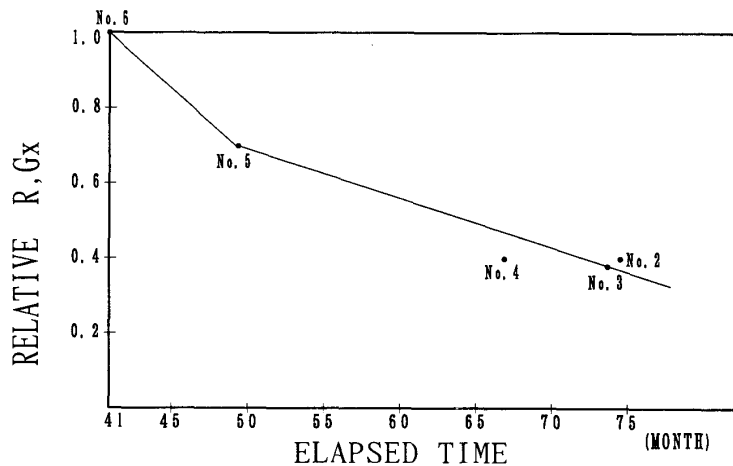


図8. 各種 I.I. の経時変化

い順に 1.00, 0.68, 0.40, 0.38 となり、使用月数と共に経時的な劣化を示したが、No. 4 はグラフの直線から大きくはずれている。

この結果は、使用頻度と品質の仮定に問題があったと考えられる。つまり、No. 4 の I.I. は使用頻度、品質の両方か、またはどちらかが他の I.I. と大きく異なっていたに違いない。

No. 2 の I.I. は別格で、使用月数 73 と一番古いにも関わらず 0.48 を示すのは、明らかに使用頻度が少ないことを意味している。ただし、特別に品質が良かったからという判断はできない。

4. 考 察

検診車の X 線 TV 室は極めてコンパクトに作られ、測定の準備において輝度計の配置が意外に困難なことを実感した。したがって、この設定が省略できる本法の相対的輝度測定法は、I.I. 管理に有効な手段となる。

測定システムにはマイコンボードを取り入れ、装置の小型化と測定の簡易化を図った。データの取り込みは容易に行われたが、コンピュータの使用は以前のままであり、さらに簡易化するためにはノート型コンピュータの導入が必要である。

また、マイコンボードの操作にはコンピュータのハードとソフトウェア（アセンブリ）の多少の予備知識が必要であると思われる。この煩わしい問題を解決するためには、わかり易いマニュアル

の作成が必要であり、次回への課題と考えている。

測定にあたっては、ホトマル自身の特性は全て均一という仮定のもとに行ってきたが、ホトマルにも経時変化が伴うようである。10 年間使用のホトマルと新品のホトマルとの特性を出力電圧で比較したところ、古いホトマルは新品に比べておよそ 40% ほどの劣化が見られた。

今回は、ホトマルの劣化は無視してきたが、これは幾分不注意であったかもしれない。本法では、センサの特性は重要な意味を持っているので、今後は不可欠データとして、測定に先だって取得することを条件とする。図 8 において No. 4 の R. Gx 値が低いのは、前述の仮定の問題とは別に、さらにセンサの劣化が影響しているのかも知れない。その件に関しても今後に検討する必要がある。

経時変化は、使用頻度に影響されるという結論を得たが、厳密な使用時間の計算は困難である。そこで、使用時間の概算ができる積算計の取り付けが考えられる。各 I.I. のおおよその使用時間の把握は、経時変化を観察する上で重要な要素であると考ええる。

図 4 より、CdS センサは本法センサとして充分であることが示されたが、図 5 に示すように応答速度はやや遅く、実用に対してさらに検討する必要がある。

一般に、Gx 値 25 が I.I. の使用限界の目安とされている。Gx 値と R.Gx 値の関係から本法の場

合, Gx 値 25 は R.Gx 値でおよそ 2500 であると判断できる。製作した機器によって, その数値は異なるであろうが, R.Gx 値から Gx 値の推測が可能となる。

本法はこのような便利な機能を有しているが, X 線線量計による線量率の測定は不可欠であり, 変換係数測定法の簡易化の障壁となっている。線量計に代わって, 蛍光量計を用いた相対的変換係数測定法⁹⁾も報告されているので, 我々もさらに簡易的な相対的変換係数の測定法としてその方面での改良を考慮している。

5. 結 語

I.I. 輝度測定法の一つとして, 我々は相対的輝度測定システムを製作した。それを用いて, 既存 X 線 TV の I.I. の特性を測定した。また, マイコンボードを用いた輝度データの取り込みはほぼ満足する結果を得た。

輝度計による輝度と相対的輝度との間には有意な相関が認められ, 本データが I.I. 管理に充分に利用できる結果を得た。

センサとして, ホトマルおよび CdS を用いて相対的輝度の測定を行った。ホトマルでは線量率と出力値との関係はほぼ比例していたが, CdS では線量率によっては直線からはずれる現象が見られた。しかし, 0.2~0.4 mR/s の範囲においてはホトマルと同等の特性を示し, 本法センサとしての可

能性を示した。

既存 I.I. の測定の結果, I.I. の経時変化はその使用頻度に大きく左右されることを示した。ただし, センサの経時変化も加味しなければならない。

文 献

- 1) 大石幹雄, 細貝良行, 片倉 剛: コンピュータ制御による I.I. 測定システムの製作, 東北医短部紀要, **3**, 79-86, 1994
- 2) マイコンボード AKI-80: 秋月通商, ユーザーズマニュアル, 1-8, 1994
- 3) A/D コンバータ: BURR-BROWN データブック, 199-209, 1994
- 4) 8 ビットマイクロプロセッサ TLCS-Z80, 85: TOSHIBA データブック, 82-150, 1994
- 5) TR4943 オペレーターズ・ガイド, TR4943 EPROM プログラム: ADVANTEST, 1985, 11
- 6) 柳川誠介, 坂巻佳壽美, 松田卓治ほか: RS-232C で学ぶ通信インターフェース技術, エレクトロライフ, 日本放送出版, 1990, 7
- 7) 加藤佐一, 宮崎 仁: 基礎からの C 言語とパソコン制御, トラ技, CQ 出版社, 1992, 12
- 8) JIS ハンドブック, 日本規格協会: 医用 X 線イメージインテンシファイア通則, Z7421, 542-547, 1983
- 9) 小田余弘, 川下幸隆, 村上誠一ほか: 蛍光量計を用いた I.I. 輝度測定法, 日放技学会誌, **47**, 1925-1929, 1991